

А.В.Хаустов**, И.С.Антонова*, В.С.Морошкин*, В.М.Тихоненко**, А.Е.Ривин**

ВЛИЯНИЕ ХАРАКТЕРИСТИК РЕГИСТРАТОРОВ И ПРИМЕНЯЕМЫХ ОТВЕДЕНИЙ ЭКГ НА ВЫЯВЛЕНИЕ ПОЗДНИХ ПОТЕНЦИАЛОВ ЖЕЛУДОЧКОВ ПРИ ХОЛТЕРОВСКОМ МОНИТОРИРОВАНИИ

*ФГУ Федеральный центр сердца, крови и эндокринологии (ФЦ СКиЭ) имени В.А.Алмазова Росздрава,

**Институт кардиологической техники ИНКАРТ

С целью изучения влияния характеристик регистраторов, алгоритмических особенностей и разных систем отведений электрокардиограммы на выявление поздних потенциалов желудочков проанализировано 187 записей, зарегистрированных у 60 пациентов в возрасте от 27 до 78 лет (средний возраст 60 ± 3 года).

Ключевые слова: поздние потенциалы желудочков, электрокардиограмма высокого разрешения, холтеровское мониторирование, ортогональные отведения, частота дискретизации

To study the effect of the recorder characteristics, algorithmic properties of software processing products, and different ECG lead systems on detection of late ventricular potentials, 187 records of a high-resolution ECG obtained in 60 patients aged 27-78 years (mean 60 ± 3 years) were analyzed.

Key words: late ventricular potentials, high-resolution ECG, Holter monitoring, orthogonal leads, sampling frequency.

Методика анализа электрокардиограммы (ЭКГ) высокого разрешения (ЭКГ-ВР), а именно анализ на наличие поздних желудочковых потенциалов (ППЖ), используются во многих системах холтеровского мониторирования (ХМ) ЭКГ [Дабровски А.С и соавт., 1998; Jarrett J.R., Flowers N.C., 1991; Steinberg J.S., Berbari E.J., 1996; Seegobin R.D., Mohamed S.A., 1996; Морошкин В.С., 1999]. Однако, качество записи, используемые отведения ЭКГ и особенности применяемых алгоритмов выявления ППЖ в холтеровских мониторах часто отличаются от стандартных [Pietersen A.H., Gyumose E., 1991; Breithardt G.B. 1991].

Традиционная методика выявления ППЖ по Simson В.М. (1981) предполагает запись биполярных ортогональных отведений, тогда как при ХМ используются другие отведения. Кроме того, стандарт выявления ППЖ предполагает частотный диапазон электрокардиосигнала (ЭКС) до 300 Гц, частоту квантования не менее 1000 Гц и разрешающую способность менее 1 мкВ [Yakubo S. et al, 1992; Морошкин В.С., и соавт., 1997; Седов А.Н. и соавт., 1990].

Методики ЭКГ-ВР алгоритмически довольно сложны и не подлежат на данный момент метрологической проверке. Вследствие этого, результаты, полученные на разных системах, могут отличаться друг от друга и являться источником диагностических ошибок [Caref E.V. et al, 1990; Дабровски А.С. и соавт., 1998; Tanigawa N. et al, 1992;]. Кроме того, в мониторных системах запись ЭКС обычно проводится с меньшим разрешением как по частоте, так и по амплитуде. Все это может влиять на оцениваемые параметры и даже изменять диагностические выводы.

Настоящая работа является попыткой изучить влияние характеристик, используемых для записи ЭКС регистраторов, алгоритмических особенностей и разных систем отведений ЭКГ на выявление ППЖ.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

В общей сложности было проанализировано 187 записей ЭКГ-ВР, зарегистрированных у 60 пациентов в

возрасте от 27 до 78 лет (средний возраст 60 ± 3 года). Большинство из них страдали ишемической болезнью сердца, стенокардией напряжения II-III функционального класса. Инфаркт миокарда имели в анамнезе 50% от числа обследованных.

Для записи ЭКГ-ВР были использовано следующее оборудование:

- кардиограф «Кардиотехника-ЭКГ-8» (ЗАО «Инкарт», СПб);
- холтеровский монитор «Кардиотехника-04-3» (ЗАО «Инкарт», СПб);
- система «Cardiosys» (General Electric, США);
- диагностическая система для записи ЭКГ-ВР (ДС ЭКГ-ВР), разработанная в НИИ кардиологии МЗ РФ (Санкт-Петербург) [Гусаров Г.В. и соавт., 2001].

Частота дискретизации сигнала для всех устройств, кроме холтеровского монитора составляла 1 кГц, для монитора - 500 Гц. Разрешающая способность кардиографа «Кардиотехника-ЭКГ-8» - 0,12 мкВ, монитора «Кардиотехника-04-3» - 2 мкВ, ДС ЭКГ-ВР - 0,5 мкВ, системы «Cardiosys» - 5 мкВ. Каждая система включала свой собственный программный комплекс.

Для оценки влияния технических характеристик записи ЭКГ (частоты квантования и разрешающей способности по амплитуде) сигнал записывался у 21 пациента на кардиографе «Кардиотехника-ЭКГ-8» (ЗАО «Инкарт», СПб) в ортогональных отведениях по Симсону. Группа состояла из 17 мужчин и 4 женщин, в возрасте от 40 до 73 лет (средний возраст 59 ± 10 лет). Исходный сигнал имел частоту дискретизации 1000 Гц и разрешение по амплитуде 0,12 мкВ. С ним сравнивались записи с искусственно ухудшенным качеством - с частотой дискретизации 500 или 250 Гц при 0,12 мкВ и 1000 Гц при 2 мкВ. Данные записи получались путем преобразования каждых двух (четырех) соседних отсчетов аналогово-цифрового преобразователя (АЦП) в один, равный их арифметическому среднему (частота дискретизации 500 Гц или 250 Гц) или путем округления до 2 мкВ.

Для оценки влияния алгоритмических особенностей различных систем сравнивался анализ ППЖ на ЭКГ,

зарегистрированной разными системами: двумя серийно выпускаемыми «Cardiosys» и «Кардиотехника-ЭКГ-8» и разработанной в НИИ кардиологии МЗ РФ (Санкт-Петербург) ДС ЭКГ-ВР для записи и анализа ППЖ. Сравнение «Кардиотехника-ЭКГ-8» и «ДС ЭКГ-ВР» было произведено у 26 пациентов (25 мужчин и 1 женщина в возрасте от 27 до 78 лет, средний возраст 60 ± 3 года). Из них 25 человек страдали ишемической болезнью сердца, стенокардией напряжения II-III функционального класса; инфаркт миокарда имели в анамнезе 13 человек. Двое больных в различные сроки перенесли операцию аортокоронарного шунтирования; трем больным было выполнено стентирование коронарных артерий. Все пациенты находились на стандартной противоишемической и антиангинальной терапии. У одного пациента на ЭКГ регистрировался синдром ранней реполяризации желудочков (СРПЖ). В данной группе ЭКГ регистрировалась двумя системами одновременно с одних и тех же электродов.

Сравнение «Cardiosys» и «Кардиотехника-ЭКГ-8» проводилось у 13 человек (все мужчины, от 19 до 75 лет, средний возраст $44,15 \pm 18,97$ лет). Из них 5 человек страдали ишемической болезнью сердца, гипертонической болезнью 2 стадии. Двое больных страдали ишемической болезнью сердца, имели постинфарктный кардиосклероз и гипертоническую болезнь 3 стадии. У одного пациента выявлялся синдром соединительнотканной дисплазии с наличием пролапса митрального клапана. Пять пациентов были практически здоровы. В этой группе из-за технических особенностей систем не удалось записать ЭКГ одновременно и записи производились последовательно сначала на системе Cardiosys, а после получения результата (через 3-5 минут) - на системе «Кардиотехника-ЭКГ-8». С целью оценки влияния отведений ЭКГ у 39 пациентов описанных выше групп были получены 10 минутные записи на системе «Кардиотехника-ЭКГ-8» последовательно в ортогональных и в стандартных мониторинговых отведениях.

В каждой из записей проводилось накопление и усреднение QRS-комплексов до уровня шума 0,7 мкВ. В небольшом числе случаев (0-25% в зависимости от выборки) усреднить сигнал до нужного уровня шума удалось не во всех записях. Усредненные данные фильтровались двунаправленным фильтром Баттерворта с частотой 40-250 Гц. Рассчитывались длительность фильтрованного QRS-комплекса (TotQRSf), длительность низкоамплитудной (до 40 мкВ) части сигнала в конце QRS-комплекса (LAS40), среднеквадратичная амплитуда последних 40 мс QRS-комплекса (RMS40). Эти величины округлялись до целых значений мс и мкВ соответственно. Области значений параметров разбивались на три зоны - ППЖ есть, нет, возможны - в соответствии с данными, приведенными в табл. 1.

ПОЛУЧЕННЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ

Результаты проведенных сравнений различных систем записи и оценки ЭКГ-ВР

представлены в табл. 2, 3. Для двух сравниваемых записей, полученных с одного пациента считалась разница между значениями TotQRSf, LAS40, RMS40.

На основе выборки отличий этих характеристик рассчитывался следующий набор значений:

Таблица 1.

Зоны имеющихся, возможных и отсутствующих ППЖ

Значения	Есть	Возможны	Нет
TotQRSf (мс)	>125	113-125	<113
LAS40 (мс)	>42	37-42	<37
RMS40 (мкВ)	<14	14-21	>21

Таблица 2.

Сравнение результатов обработки записей ЭКГ ВР при использовании системы «Кардиотехника» с разными параметрами регистрации (n=16)

		1 кГц, 2 мкВ	500 Гц, 2 мкВ	250 Гц, 2 мкВ
TotQRSf	1	$-0,07 \pm 0,27$	$1,00 \pm 0,96$	$3,31 \pm 3,90$
	2	0	2	8
	3	0	0	0
	4	0 (0)	0 (0)	0 (0)
LAS40	1	$-0,06 \pm 0,25$	$-2,19 \pm 6,68$	$-4,25 \pm 9,87$
	2	0	2	10
	3	0	6	25
	4	0 (0)	12 (6)	18 (6)
RMS40	1	$0,00 \pm 0,00$	$7,50 \pm 15,15$	$13,06 \pm 27,04$
	2	0	6	65
	3	0	10	37
	4	0 (0)	0 (0)	12 (0)

здесь и далее, 1 - $M \pm \sigma$ (мкВ), 2 - в 90% случаев меньше чем (мкВ), 3 - существенные отличия (%), 4 - изменение на 2 зоны (%); объяснения в тексте

Таблица 3.

Сравнение результатов обработки записей ЭКГ ВР в системах разных производителей и при использовании разных систем отведений

		«Кардиотехника» и «ДС ЭКГ-ВР» (n=20)	«Кардиотехника» и «Cardiosys» (n=19)	Ортогональные и мониторинговые отведения (n=41)
TotQRSf	1	$1,58 \pm 6,20$	$4,84 \pm 5,59$	$-0,08 \pm 3,94$
	2	12	12	7
	3	5	5	0
	4	5 (0)	10 (0)	2 (0)
LAS40	1	$0,85 \pm 8,26$	$-6,00 \pm 7,32$	$0,88 \pm 9,42$
	2	11	17	14
	3	55	42	31
	4	10 (10)	31 (5)	26 (2)
RMS40	1	$-2,80 \pm 22,94$	$8,68 \pm 39,94$	$-4,90 \pm 26,58$
	2	38	89	38
	3	70	63	53
	4	20 (5)	21 (10)	29 (4)

1. Среднее значение разницы и среднее стандартное отклонение отличий ($M \pm \text{сигма}$). На основании стандартного отклонения судили о величине отличий, по среднему - о преобладании положительных и отрицательных отличий.
2. Величина отличий, в которую укладывается не менее 90% всех значений. Показывает преобладающую величину отличий без учета случайных. В отличие от стандартного отклонения величина отличий менее чувствительна к единичным ошибкам большой величины.
3. Доля отличий, оцениваемых как «существенные». Таковыми считалась разница между значениями в одной и другой записи, превышающая ширину зоны «ППЖ возможны» для соответствующего параметра, а именно 13 мс для TotQRSf, 6 мс для LAS40, 8 мкВ для RMS40. Иными словами, оценивалось число случаев, когда диагностический результат мог бы измениться, если бы значение параметров находилось вблизи границы «норма».
4. Доля случаев, когда диагностический вывод действительно изменился. Первая цифра - всего переходов из одной зоны в другую, например, вывод «ППЖ есть» изменился для данной характеристики на «ППЖ нет» или «ППЖ возможны». Вторая цифра (в скобках) - когда вывод изменился на противоположный (с «есть» на «нет» или наоборот).

Можно видеть, что изменение разрешающей способности в записанной ЭКГ практически не изменило рассчитываемые параметры. Параметры TotQRSf и LAS40 только в одном случае изменились на 1 мс, RMS40 - не изменился. Ни в одном случае не было значимого изменения и тем более изменений, которые привели бы к изменению диагностического вывода. Уменьшение частоты квантования более серьезно повлияло на исследуемые параметры при 500 Гц: разброс TotQRSf, LAS40 и RMS40 увеличился до 0,96 мс, 6,68 мс и 15,15 мкВ, а при 250 - до 3,9 мс, 9,87 мс и 27,04 мкВ, соответственно. Значимыми выявленные изменения могли бы быть по LAS40 в 6% случаев при частоте квантования 500 Гц и в 25% случаев при частоте квантования 250 Гц, а по RMS40 - в 10% и 37% случаев, соответственно. Таким образом, снижение разрешающей способности с 0,12 до 2 мкВ не влияло на выявление ППЖ. В то же время, уменьшение частоты квантования с 1000 Гц до 500 Гц уже в 6% случаев приводило к изменению диагностического вывода. Снижение же частоты квантования до 250 Гц меняло вывод о наличии ППЖ в 12 - 26% случаев.

Сравнение результатов, полученных на разных системах записи ЭКГ-ВР и с использованием разных отведений показано в табл. 3. Как видно из таблицы, разные отведения значимо влияли на результаты. TotQRSf отличался в мониторных и ортогональных отведениях на 3,94 мс., LAS40 - на 9,42 мс, а RMS40 - на 26,58 мкВ. Эта разница могла бы быть существенна для LAS40 в 31% случаев, а для RMS40 - даже у 53% больных. Действительное изменение вывода о наличии ППЖ произошло в 26% и 29% случаев соответственно для LAS40 и RMS40, а у 2% и 4% больных вывод о наличии ППЖ изменился на противоположный.

Наиболее существенные отличия выявлены при сравнении данных, полученных на разных системах.

Так, при сравнении системы «Кардиотехника» и «ДС ЭКГ-ВР» отличия составили для показателей TotQRSf, LAS40 и RMS40 6,2 мс, 8,26 мс и 22,94 мкВ, соответственно. При сравнении системы «Кардиотехника» и системы «Cardiosys» различия достигли для TotQRSf, LAS40 и RMS40 5,59 мс, 7,32 мс и 39,94 мкВ, соответственно. Эта разница при сравнении системы «Кардиотехника» и «ДС ЭКГ-ВР» была существенна для значения TotQRSf в 5% случаев, для LAS40 в 55% случаев, а для RMS40 в 70% больных. На основании различий этих показателей изменение вывода о наличии ППЖ произошло в 5%, 10% и 20% случаев, соответственно. В то же время у 10% обследованных (по различиям в TotQRSf) и 5% больных (по различиям в LAS40) вывод о наличии ППЖ изменился на противоположный.

При сравнении системы «Кардиотехника» и системы «Cardiosys» разница полученных значений могла бы быть существенна для TotQRSf в 5% случаев, для LAS40 в 42%, а для RMS40 в 63% случаев. Изменение вывода о наличии ППЖ действительно произошло в 10%, 31% и 21% случаев соответственно для TotQRSf, LAS40 и RMS40, а у 5% и 10% больных вывод о наличии ППЖ изменился на противоположный. Таким образом, влияние разных систем отведений на диагностику ППЖ значительно превышает влияние параметров регистрации сигнала и не может считаться незначимым. Однако, выявленные отличия только в нескольких процентах случаев приводили к неверным диагностическим выводам. Влияние же различий в алгоритмах, применяемых в разных системах, было значительно больше и у каждого десятого больного могло привести к диагностическим ошибкам.

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Среди факторов, влияющих на вариации при анализе ППЖ в идентичных системах отведений можно выделить следующие:

- различные параметры исходного сигнала (т.е. различная аппаратная часть комплекса регистрации ЭКГ)
- разница в деталях алгоритмов постобработки сигнала (в части усреднения, фильтрации и/или выделения границ фильтрованного комплекса - различная программная часть комплекса)
- различный исходный сигнал (что обусловлено, например, суточной вариабельностью сигналов ППЖ).

В табл. 2 нами сравнивался единственный фактор различия, а именно различные параметры сигнала. При этом исходный сигнал и используемая для анализа ЭКГ-ВР система были одни и те же. Рассмотрим влияние параметров сигнала более подробно.

Разрешающая способность

Как было показано ранее, ухудшение только разрешающей способности не оказывает практически никакого влияния на итоговый результат. Кроме того имело место почти полное визуальное совпадение итоговых средних комплексов. Объяснить это можно с помощью закона больших чисел. Рассмотрим случайную величину, представляющую собой разницу между фактическим значением напряжения на электродах в некоторый момент времени и значением, полученным с АЦП, соответствующим этому моменту («ошибку оцифровки»).

Математическое ожидание этой величины равно нулю. Кроме того, поскольку эта разница всегда ограничена половиной разрешающей способности АЦП (обозначим ее как R), ее дисперсия не превосходит $R^2/4$. Из неравенства Чебышева вытекает, что при усреднении N отсчетов АЦП разница между средним отсчетов АЦП и средним фактических значений напряжения с вероятностью более 99% будет не превосходить $5 \cdot R / \sqrt{N}$ мкВ. Типичное количество усредняемых комплексов при анализе на ППЖ - не меньше 100. При разрешающей способности АЦП в 2 мкВ получаем, что соответствующее значение равно 1 мкВ, при разрешающей способности в 0,12-0,06 мкВ. Таким образом разница между соответствующими точками усредненных комплексов для АЦП двух типов с вероятностью 99% будет не превосходить 1,06 мкВ.

Частота

Можно было видеть, что отличия значений при уменьшении частоты до 500 и даже 250 Гц в общей массе были невелики. Однако, в некоторых случаях при частоте 250 Гц оно становилось значимыми и приводило к изменению выводов о наличии ППЖ. Можно выделить две причины расхождений. Во всех имеющихся случаях форма фильтрованного QRS-комплекса очень близка для разных частот квантования (см. рис. 1 и 2). Условно можно выделить несколько причин различий в результатах. Первая причина отличий состоит в различной постановке границ из-за незначительных вариаций в

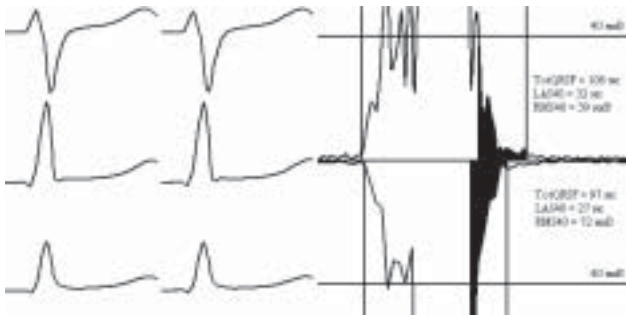


Рис. 1. Незначительные вариации в сигнале приводят к скачкообразному изменению TotQRSF, и, как следствие, всех остальных характеристик. Слева представлена усредненная ЭКГ при частоте квантования 1000 Гц и 250 Гц, справа - фильтрованный модульный сигнал (сверху для 1000, снизу для 250 Гц).

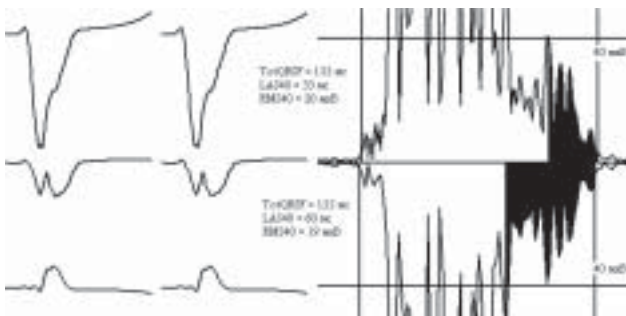


Рис. 2. Незначительное изменение высоты одного из пиков в конечной части фильтрованного QRS-комплекса приводит к сильному изменению LAS40 и выводов о наличии ППЖ (здесь и далее сигналы соответствуют рис. 1).

сигнале. Пример такой ситуации приведен на рис. 1. Отметим, что различная постановка начала фильтрованного QRS-комплекса влияет только на TotQRSF, в то время как разная постановка момента окончания автоматически отражается и на LAS40, и на RMS40. В этом случае наблюдаются изменения всех трех параметров и могут измениться выводы.

Вторая причина отличий заключается в изменении величины «зубцов» фильтрованного сигнала. Обычно изменения невелики даже при уменьшении частоты до 250 Гц, но если амплитуда зубца находится у порога (40 мкВ), то величина LAS40 может значительно измениться. На рис. 2 приведен пример такой ситуации. Эта причина реже приводит к неверным выводам, так как закономерно меняется только один параметр, тогда как для изменения выводов нужно изменение хотя бы двух.

При сравнении различных систем к изменениям в параметрах входного сигнала добавляются отличия в алгоритме обработки сигнала. Их влияние показано в табл. 3, столбец «Кардиотехника и ДС ЭКГ-ВР», где исходный сигнал один и тот же, поскольку записи получены одновременно с одних электродов.

Системы разных производителей

Заметим, что средние характеристики различия показателей ППЖ, полученных на регистраторах «Кардиотехника» и «ДС ЭКГ-ВР» значительно превосходят средние различия показателей, полученных для записей разного качества на одной системе. Учитывая, что исходные сигналы в этом случае были одни и те же (сигнал фиксировался одновременно на двух системах с одних электродов), можно сделать вывод, что алгоритмы обработки сигнала в двух системах различны. Этот вывод подтверждают вариации в форме фильтрованного QRS-комплекса, наблюдаемые в результатах работы двух систем. То же справедливо и для системы Cardiosys, хотя в последнем случае нельзя исключать дополнительного влияния неодновременности получения записей ЭКГ для расчета параметров ППЖ.

Как и в случае разных параметров сигнала причиной разницы может быть различная постановка границ (причина 1) или близость амплитуды одного из пиков конечной части к 40 мкВ (причина 2). Однако, при срав-

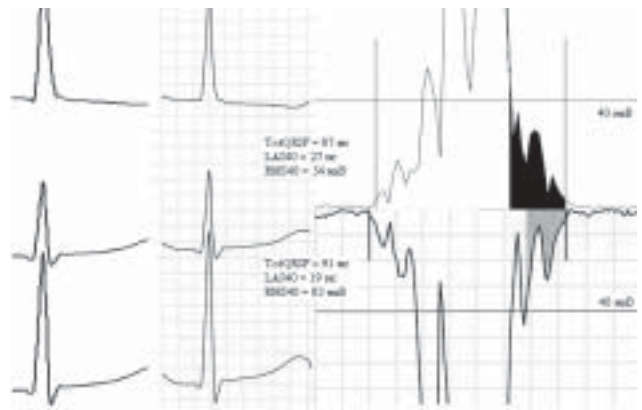


Рис. 3. Сравнение результатов с серийно выпускаемых систем «Кардиотехника» и «Cardiosys». Усредненная ЭКГ практически одинакова, тогда как фильтрованный сигнал различен по форме и, как следствие, по характеристикам ППЖ).

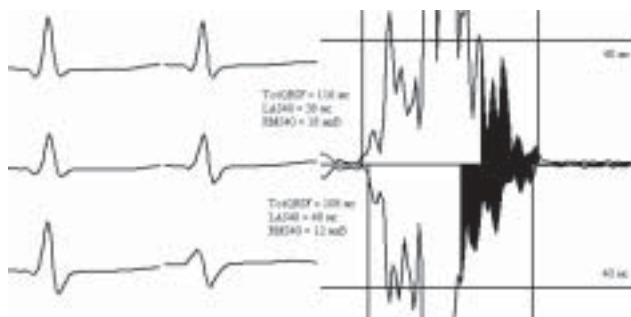


Рис. 4. Сравнение результатов анализа сигнала, полученного в разных системах отведений. Можно видеть отличия как формы усредненной ЭКГ, так и фильтрованного модуля.

нении разных систем влияние этих причин было небольшим, а в большинстве случаев наблюдалась третья причина различий - отличия в форме фильтрованного сигнала при визуальной идентичности усредненной ЭКГ. Пример анализа с разницей в форме фильтрованного комплекса приведен на рис. 3.

Использование разных систем отведений приводит к еще одной причине отличий в параметрах ППЖ - разной форме исходной ЭКГ. Казалось бы, что при разных отведениях отличия в параметрах будут максимальными, но в действительности они были достоверно меньше, чем отличия при использовании разных приборов.

Системы отведений

Сравнение записей, полученных в разных системах отведений, демонстрирует весь спектр различий, характерный и для других ситуаций, - разная расстановка границ (причина 1), скачкообразное изменение характеристик при незначительной вариации сигнала вблизи порога 40 мкВ (причина 2), различная форма фильтрованного QRS-комплекса (причина 3). Пример анализа для записей в разных системах отведений приведен на рис. 4.

Между тем, влияние всех этих причин при регистрации разных отведений, но при одинаковом качестве сигнала и с одинаковыми алгоритмами обработки, дает умеренные отличия. В частности, только в 2% случаев на нашей выборке выводы о наличии ППЖ изменились на противоположные (ППЖ, регистрируемые в ортогональных отведениях, исчезли в мониторных). Этот факт, по нашему мнению, делает возможным использование обычных мониторных отведений для анализа ППЖ в холтеровских системах.

ВЫВОДЫ

1. Ухудшение разрешающей способности (вплоть до 2 мкВ) не оказывает влияния на выявление ППЖ, тогда как уменьшение частоты квантования сигнала может приводить к неверным диагностическим выводам (в 6% случаев при 500Гц и 18% случаев при 250 Гц).
2. Параметры ППЖ, полученные на приборах разных фирм, могут значительно отличаться, что в 20-31% случаев может менять вывод о наличии ППЖ. Следует с осторожностью сравнивать результаты, полученные на разных приборах, учитывая при оценке ППЖ не только полученные амплитудно-временные значения, но и форму усредненного и фильтрованного сигнала.
3. Причиной отличий в параметрах ППЖ при одинаковой форме исходной ЭКГ могут быть отличия в определении границ QRS-комплекса, колебания амплитуды зубцов вблизи границы 40 мкВ и разная форма фильтрованного сигнала при использовании разных фильтров.
4. Использование систем отведений, отличных от ортогональных, может приводить к различию в результатах анализа на ППЖ, которые, тем не менее, не столь выражены, как при сравнении разных приборов. Это позволяет предположить, что при соответствующей коррекции пороговых значений анализ ППЖ возможен в мониторных отведениях.

ЛИТЕРАТУРА

1. Дабровски А., Дабровски Б., Пиотрович Р. Суточное мониторирование ЭКГ. -М.: Медпрактика, 1998. -208 с.
2. Jarrett J.R., Flowers N.C. Signal-Averaged electrocardiography: history, techniques, and clinical applications. // Clin. Cardiol. -1991. -N.14. -P. 984-994.
3. Steinberg J.S., Berbari E.J. The signal-averaged electrocardiogram: update on clinical applications. //J. Cardiovasc. Electrophysiol. -1996. -Vol.7, N.10. -P.972-988.
4. Seegobin R.D., Mohamed S.A. Sex differences and frequency content of the Frank lead signal- averaged ECG in a normal population. //J. Electrocardiol. -1996. -Vol.29, N.2. -P.105 -109.
5. Морошкин В.С. Поздние потенциалы желудочков сердца у больных с сердечно-сосудистой патологией (методика регистрации, количественная оценка, клиническое значение). Автореф. дисс. докт. -С-Пб., 1999. -38 с.
6. Pietersen A.H., Gyomoese E. Comparison of different orthogonal systems in high resolution ECGs and the significance of the number of averaged beats in detecting late potentials. //Eur. Heart J. -1991. -Vol.12, N.5. -P.590-596.
7. Breithardt G., Cain M.E., Steibeck G. et all. Standards for analysis of ventricular late potentials using high-resolution or signal-averaged electrocardiography. //Circulation.-1991. -Vol.83. -P.1481-1486.
8. Simson M.B. Use of signals in the terminal QRS complex to identify patients with ventricular tachycardia after myocardial infarction. Circulation 1981;64:235-242.
9. Yakubo S., Ozawa Y., Tanigawa N., Yasugi T. Detection of late potentials. Comparison of two commercial high-resolution ECG systems. //J. Electrocardiol. -1992. -Vol.25, Suppl). -P.151-155.
10. Морошкин В.С., Гусаров Г.В., Антонова И.С. и др. Связь поздних желудочковых потенциалов с нарушениями ритма и проводимости у больных с ишемической болезнью сердца // Вестник аритмологии. - 1997. -N.6. -С.24-27.
11. Седов А.Н., Соловьева Н.В., Молчанов О.Н. и др. Экспериментальный комплекс для электрокардиографии высокого разрешения и способ регистрации поздних потенциалов желудочков // Мед. Тех. -1990. -N.2. -С.11-13.

12. Caref E.B., Goldberg N., Mendelson L. et al. Effects of exercise on the signal-averaged electrocardiogram in coronary artery disease. //Amer. J.Cardiol. -1990. -Vol.66. -P.54-58.
13. Tanigawa N., Ozawa Y., Maki H. et al. Detection of ventricular late potentials comparison of 4 commercial high-resolution systems // Kokyu To Junkan. -1992. -Vol.40, N.9. -P.879- 884.
14. Гусаров Г.В., Морошкин В.С., Кулешова Э.В. и др. Оценка эффективности лечения больных ИБС с использованием разработанной диагностической системы на основе ЭКГ высокого разрешения, сигнал-усредненной и крупномасштабной (дополнительно усиленной) ЭКГ. /Грант Миннауки на 2001 год по Государственному контракту №507-1(00)-П. /Отчет о НИР. -С.-Пб, НИИ кардиологии МЗ РФ. - 2001г.

ВЛИЯНИЕ ХАРАКТЕРИСТИК РЕГИСТРАТОРОВ И ПРИМЕНЯЕМЫХ ОТВЕДЕНИЙ ЭКГ НА ВЫЯВЛЕНИЕ ПОЗДНИХ ПОТЕНЦИАЛОВ ЖЕЛУДОЧКОВ ПРИ ХОЛТЕРОВСКОМ МОНИТОРИРОВАНИИ

А.В.Хаустов, И.С.Антонова, В.С.Морошкин, В.М.Тихоненко, А.Е.Ривин

С целью изучения влияния характеристик регистраторов, алгоритмических особенностей программ обработки и разных систем отведений электрокардиограммы (ЭКГ) на выявление поздних потенциалов желудочков (ППЖ) проанализировано 187 записей ЭКГ высокого разрешения (ВР), зарегистрированных у 60 пациентов с помощью кардиографа «Кардиотехника-ЭКГ-8», холтеровского монитора «Кардиотехника-04-3», системы «Cardiosys», диагностической системы для записи ЭКГ-ВР (ДС ЭКГ-ВР). Для оценки влияния технических характеристик записи ЭКГ, искусственно ухудшали качество сигнала с частотой дискретизации 1000 Гц и разрешением по амплитуде 0,12 мкВ до частоты дискретизации 500 или 250 Гц и разрешения до 2 мкВ. Для оценки влияния алгоритмических особенностей различных систем сравнивался анализ ППЖ на ЭКГ, зарегистрированной разными системами при синхронной или последовательной регистрации ЭКГ. С целью оценки влияния отведений ЭКГ записи выполнены последовательно в ортогональных и в стандартных мониторных отведениях.

Показано, что ухудшение разрешающей способности не оказывает влияния на выявление ППЖ, тогда как уменьшение частоты квантования сигнала может приводить к неверным диагностическим выводам (в 6% случаев при 500 Гц и 18% случаев при 250 Гц). Параметры ППЖ, полученные на приборах разных фирм, могут значительно отличаться, что в 20-31% случаев может менять вывод о наличии ПП, что связано с отличиями в определении границ QRS-комплекса, колебаниями амплитуды зубцов вблизи границы 40 мкВ и разной формой фильтрованного сигнала при использовании разных фильтров. Использование систем отведений, отличных от ортогональных, также может приводить к различию в результатах анализа на ППЖ, которые, тем не менее, не столь выражены, как при сравнении разных приборов.

EFFECT OF CHARACTERISTICS OF RECORDERS AND USED ECG LEADS ON DETECTION OF LATE VENTRICULAR POTENTIALS IN HOLTER MONITORING

A.V. Khaustov, I.S. Antonova, V.S. Moroshkin, V.M. Tikhonenko, A.E. Rivin

To study the effect of the recorder characteristics, algorithmic properties of software processing products, and different ECG lead systems on detection of late ventricular potentials, 187 records of a high-resolution ECG obtained in 60 patients were analyzed using cardiograph "Kardiotekhnika-EKG-8", Holter monitor "Kardiotekhnika-04-3", and the diagnostic system for late ventricular potential recording "Cardiosys". For assessment of the effect of technical characteristics of ECG recording, the signal quality was artificially worsened from the sampling frequency of 1000 Hz and the amplitude resolution of 0.12 mV to the sampling frequency of 500 or 250 Hz and the amplitude resolution of 2 mV. For assessment of the effect of algorithmic properties of different systems, the comparative analysis of late ventricular potentials on ECGs recorded by different systems in the case of synchronous and consecutive ECG recording was performed. To evaluate effects of different ECG leads, the records were made consecutively in orthogonal and standard monitoring leads.

The worsening of recording resolution was not shown to affect the late ventricular potentials detection, whereas the reduced signal quantization frequency could result in incorrect diagnosis (in 6% of cases in 500 Hz and in 18% of cases in 250 Hz). The late ventricular potential parameters obtained with the aid of devices by different manufacturers can vary in a considerable extent that can alter investigator's opinion as to the presence of late potentials in 20-31% of cases. It could be connected with differences in determination of the QRS-complex borders, in oscillation of the wave amplitude near the 40 mV level, and in different shapes of filtered signals when using different filters. Application of lead systems different from orthogonal ones could also result in distinct results of late ventricular potential analysis, which are, however, less pronounced than when the results from different devices are compared.